

BUNDEREPUBLIK DEUTSCHLAND

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



REC'D. 23 OCT 2003

WIPO PCT

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen:

102 42 920.0

Anmeldetag:

16. September 2002

Anmelder/Inhaber:

Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung:

Computertomographiegerät mit einer strahlerseitigen
Einblendvorrichtung und Verfahren zum Betrieb eines
solchen Computertomographiegeräts

IPC:

G 01 T, G 21 K, A 61 B

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 29. April 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Hilbing

Beschreibung

Computertomographiegerät mit einer strahlerseitigen Einblend-
vorrichtung und Verfahren zum Betrieb eines solchen Computer-
5 tomographiegeräts

Die Erfindung betrifft ein Computertomographiegerät mit einem
um eine Systemachse rotierbaren Röntgenstrahler, mit einem
Röntgendetektor und mit einer strahlerseitigen Einblendvor-
10 richtung, die zur variablen Begrenzung des Strahlenbündels
zwei einander gegenüberliegende und geradlinig verstellbare,
insbesondere bezüglich ihres Abstandes zueinander verstellba-
re, Absorberelemente aufweist. Die Erfindung bezieht sich
auch auf ein Verfahren zum Betrieb eines solchen Computerto-
15 mographiegeräts, bei dem ein Untersuchungsobjekt unter Rota-
tion des Röntgenstrahlers und mittels einer translatorischen
Relativbewegung zwischen dem Röntgenstrahler und dem Untersu-
chungsobjekt in Richtung der Systemachse abgetastet wird.

20 Bei der Untersuchung eines Untersuchungsobjekts oder eines
Patienten in einem Röntgendiagnostikgerät wird das Untersu-
chungsobjekt in ein von einer Röntgenstrahlenquelle ausge-
sandtes Röntgenstrahlenbündel eingebracht und die hieraus re-
sultierende Strahlabschwächung von einem Röntgendetektor de-
25 tektiert. Das Untersuchungsobjekt befindet sich also im
Strahlengang zwischen dem Röntgenstrahler und dem Röntgende-
tektor. Die üblicherweise als Röntgenstrahler verwendeten
Röntgenröhren strahlen Röntgenstrahlung in einem erheblich
größeren Raumwinkel ab, als er zur Untersuchung am Patienten
30 benötigt wird. Um eine unnötige Strahlenbelastung des Patien-
ten zu vermeiden, besteht somit die Notwendigkeit, nicht be-
nötigte Röntgenstrahlen auszublenden. Hierzu ist es in kon-
ventionellen Röntgengeräten bekannt, im Strahlengang unmit-
telbar nach dem Röntgenstrahler eine strahlerseitige Ein-
35 blendvorrichtung anzubringen, die auch als Primärstrahlen-
blende bezeichnet wird. Eine solche Primärstrahlenblende mit

gegenläufig zueinander bewegbaren Blendenplatten als Absorberelementen ist beispielsweise bekannt aus EP 0 187 245 A1.

Bei Computertomographiegeräten mit mehrzeiligen Röntgendetektoren kommt neben einer strahlerseitigen Einblendvorrichtung, die im Strahlengang zwischen dem Röntgenstrahler und dem Patienten angeordnet ist, häufig auch noch eine detektorseitige oder detektornahe Strahlenblende zum Einsatz, die im Strahlengang zwischen dem Patienten und dem Röntgendetektor angebracht ist. Dadurch ist es möglich, von den mehreren vorhandenen Detektorzeilen eine oder mehrere Detektorzeilen abzudunkeln und die übrigen Detektorzeilen als aktive Detektorzeilen einzustellen. Da bei einem Computertomographiegerät, insbesondere bei einem solchen der dritten Generation, der Röntgendetektor zusammen mit dem Röntgenstrahler - auf einer Gantry (Drehrahmen) befestigt - um den Patienten rotiert, ist der Röntgendetektor in der Regel in azimuthaler Richtung gekrümmt. In Anpassung an diese Geometrie, insbesondere um einen konstanten Abstand zueinander zu realisieren, ist eine in DE 42 26 861 C2 offenbarte detektorseitige Blende für ein Computertomographiegerät mit bogenförmigen Blendenplatten ausgebildet.

Hinsichtlich der strahlerseitigen Blende besteht die Zielsetzung, dass diese nur solche Strahlen passieren lässt, welche von dem Röntgendetektor und insbesondere von seinen aktiven Detektorzeilen auch tatsächlich detektierbar sind. Andere Röntgenstrahlen würden nur unnötig den Patienten durchstrahlen und die Strahlenbelastung unnötig erhöhen. Da die mehrzeiligen Röntgendetektorarrays bei Computertomographen in der Regel mit orthogonalen Zeilen und Spalten von Detektorelementen ausgestattet sind, besteht hinsichtlich der Primärstrahlenblende die Zielsetzung, ein exakt rechteckiges Strahlenbündel einzublenden. Bei ebenen oder planen Blendenplatten oder Absorberelementen ist dies aufgrund unterschiedlicher Abstände der Röntgenstrahlen des Strahlenbündels, jeweils gemessen vom Fokus des Röntgenstrahlers bis zum Auftreffpunkt

auf der Blendenplatte, nicht perfekt möglich. Zur Vermeidung entsprechend ungünstiger Randeffekte bei der Einblendung ist in US 6,396,902 B2 ein Röntgenkollimator beschrieben, bei dem in einem Träger oder Basiskörper mehrere Schlitze unterschiedlicher, aber jeweils konstanter Breite eingebracht sind, wobei der Trägerkörper derart gekrümmt ist, dass auch die einblendenden Schlitze gekrümmt sind. Durch die Krümmung der Schlitze soll gewährleistet werden, dass ein im Querschnitt exakt rechteckiges Strahlenbündel auf den Röntgendetektor eingeblendet wird.

Um für unterschiedliche Untersuchungsmethoden mit unterschiedlich vielen aktiven Detektorzeilen oder mit einem in Richtung der Patientenachse unterschiedlich breit eingeblendeten Röntgenstrahlenbündel arbeiten zu können, muss bei dem aus US 6,396,902 B2 bekannten Röntgenstrahlenkollimator der gesamte, aus Röntgenstrahlen-absorbierendem Material gefertigte Tragkörper bewegt werden. Gemäß der dortigen Offenbarung geschieht dies durch Rotation des Tragkörpers, weswegen der Tragkörper auch noch um eine zweite Achse gekrümmt ist (Schalenform). Um dabei auch einen anderen Blendenschlitz wieder in die passende Position bringen zu können, müsste sich die Rotationsachse in der Höhe des Fokus des Röntgenstrahlers befinden. Dies ist allenfalls mit sehr großem mechanischem Aufwand möglich.

Alternativ müsste der rotierte Tragkörper durch eine Schiebewegung in die richtige Position nachjustiert werden, was ebenfalls sehr aufwendig ist. Ebenfalls mit großem Aufwand verbunden ist außerdem die Herstellung eines um zwei Achsen gekrümmten Tragkörpers, wobei dieser auch noch aus Röntgenstrahlen-absorbierendem Material, das heißt aus einem Material mit hoher Ordnungszahl, gefertigt werden muss.

Nachteilig aus dem aus US 6,396,902 B2 bekannten Röntgenkollimator ist außerdem, dass auf oder in den Tragkörper nur ei-

ne endliche Anzahl von Schlitzen diskreter Breite auf- bzw. eingebracht werden kann.

5 Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Computertomographiegerät mit einer strahlerseitigen Einblendvorrichtung anzugeben, welche flexiblere Einblendmöglichkeiten aufweist und welche gleichzeitig mit geringerem Aufwand herstellbar ist. Es soll auch ein Verfahren zum Betrieb eines solchen Computertomographiegeräts angegeben werden.

10 Die gerätebezogene Aufgabe wird bezogen auf das eingangs genannte Computertomographiegerät gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass die Absorberelemente eine gekrümmte Form aufweisen, und dass die Einblendvorrichtung eine Stelleinrichtung
15 aufweist, die derart auf die Absorberelemente einwirkt, dass die Absorberelemente senkrecht zu ihrer Längsrichtung bewegbar, insbesondere relativ zueinander verstellbar, sind. Die Absorberelemente sind insbesondere in einer Richtung parallel zur Systemachse bewegbar. Die gekrümmte Form weisen die Absorberelemente insbesondere an ihrer das Röntgenstrahlenbündel begrenzenden Außenkontur auf, d.h. beispielsweise an einer einen Blendenschlitz bildenden Kante.

20 Das erfindungsgemäße Computertomographiegerät hat den Vorteil, dass die Schlitzbreite zwischen den gekrümmten Absorberelementen oder Blendenbacken stufenlos oder frei wählbar ist und somit auch die am Computertomographiegerät einstellbare Schichtdicke nicht nur diskrete Werte annehmen kann. Es sind auch breite Detektorzeilen nur teilweise bestrahlbar und
30 somit auch Schichten in einfacher Weise möglich, die dünner sind als die Breite der Detektorelemente.

Außerdem benötigt die Einblendvorrichtung des erfindungsgemäßen Computertomographiegeräts Absorberelemente, die notwendigerweise nur in einer Richtung oder in einer Ebene gekrümmt
35 sind, die also beispielsweise eine Form aufweisen, wie sie bei Biegung eines Bleches um eine geradlinige Kante entsteht

(z.B. „Bananenform“). Die Einblendvorrichtung ist somit auch einfach herstellbar.

Die bei dem Computertomographiegerät nach der Erfindung mögliche weitestgehend stufenlose Veränderung der Schlitzbreite oder Kollimierungsbreite erlaubt - wie bereits erwähnt - eine freie Wahl der Schichtdicke und eine flexible Auswahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen. Außerdem ist damit aber auch noch eine Nachregelung der Blendeneinstellung bei einer während des Betriebs auftretenden Veränderung der Fokusgröße im Röntgenstrahler möglich.

Nach einer bevorzugten Ausgestaltung sind die Absorberelemente unabhängig voneinander bewegbar. Damit ist es insbesondere möglich, die Absorberelemente nicht nur gegenläufig zueinander zu bewegen, sondern auch gleichlaufend in ein und dieselbe Richtung. Dadurch ist beispielsweise eine Blendennachregelung auch bei einer während des Betriebs auftretenden Veränderung der Fokusposition im Blendenstrahler möglich (Focal Spot Tracking). Dies bedeutet, dass die gesamte Schicht bei konstanter Schichtbreite in z-Richtung verschiebbar ist. Außerdem ist damit eine dynamische Veränderung der Kollimierungsbreite möglich, wobei z.B. am Anfang und am Ende eines Spiral-Scans eine unerwünschte Überstrahlung reduziert werden kann, indem eines der Absorberelemente zu Beginn des Scans noch geschlossen ist und erst mit Scan-Beginn und Beginn der in Richtung der Systemachse stattfindenden translatorischen Patientenliegenbewegung geöffnet wird. Entsprechendes gilt umgekehrt für das Scan-Ende.

Vorzugsweise weist die Stalleinrichtung für jedes der Absorberelemente ein gesondertes Stellmittel auf, wobei die Stellmittel vorzugsweise für eine Linearbewegung des betreffenden Absorberelements ausgebildet sind. Durch eine derartige Linearbewegung wird in vorteilhafter Weise sichergestellt, dass zueinander passende Abschnitte der gekrümmten Absorberelementen-

te auch nach einer Relativbewegung in Richtung der Systemachse noch einander gegenüber liegen.

5 Mit besonderem Vorteil weisen die Stellmittel eine, vorzugsweise gemeinsame, Linearführung auf sowie jeweils ein auf die Absorbererelemente wirkendes Antriebsmittel.

10 Alternativ hierzu weisen die Stellmittel jeweils einen Lineararmotor, beispielsweise mit einer entsprechenden jeweiligen Führung, auf.

15 Die Krümmung der Absorbererelemente verläuft insbesondere in einer Ebene senkrecht zur Systemachse. Die Krümmung weist insbesondere die Form eines Kreisbogens auf, dessen Mittelpunkt im Fokus des Röntgenstrahlers liegt. Dadurch werden in einfacher Weise gleiche Abstände zwischen dem Fokus und allen strahlenbegrenzenden Randbereichen der Absorbererelemente erreicht.

20 Nach einer anderen vorteilhaften Ausgestaltung unterscheiden sich die Krümmungsradien der Absorbererelemente um einen Wert aus dem Intervall von 0,5 % bis 10 % voneinander. Daraus ergibt sich folgender Vorteil: Um ein hundertprozentiges Schließen der Blende zu ermöglichen, ist es wegen Fertigungstoleranzen in der Regel nicht ausreichend, dass sich die Absorbererelemente nur auf Anschlag berühren. Sie müssen vielmehr in Richtung des Röntgenstrahlenbündels gesehen zumindest geringfügig überlappen. Eine solche Überlappung ist bei unterschiedlichen Krümmungsradien in vorteilhafter Weise schabungs-
30 bungsfrei möglich.

35 Die verfahrensbezogene Aufgabe wird bezogen auf das eingangs genannte Verfahren gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass zur Vermeidung einer unnötigen Strahlenbelastung für das Untersuchungsobjekt die Einblendvorrichtung mit unterschiedlich weit bezüglich eines Mittenstrahls des Gesichtsfelds des Röntgendetektors geöffneten Absorbererelementen betrieben wird.

Dadurch ist es insbesondere in vorteilhafter Weise möglich, zu Beginn und am Ende einer Abtastbewegung oder eines Scans, insbesondere eines Spiral-Scans, eine Überstrahlung des Patienten zu vermeiden, indem die Einblendvorrichtung quasi asymmetrisch eingestellt wird.

Beispielsweise wird vor Beginn und/oder nach Ende der Abtastbewegung, insbesondere der Relativbewegung, eines der Absorberelemente in einer Schließstellung und das andere Absorberelement in einer Offen-Stellung positioniert.

Vorzugsweise wird nach Beginn der Abtastbewegung, insbesondere der Relativbewegung, das in der Schließstellung befindliche Absorberelement synchronisiert mit der Abtastbewegung, insbesondere mit der Relativbewegung, geöffnet.

Ebenso ist es möglich, dass vor Ende der Abtastbewegung, insbesondere der Relativbewegung, eines der in der Offen-Stellung befindlichen Absorberelemente synchronisiert mit der Abtastbewegung, insbesondere mit der Relativbewegung, geschlossen wird.

Es wird mit der Einblendvorrichtung somit eine dynamische Veränderung der Kollimierungsbreite vorgenommen.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von drei Ausführungsbeispielen und mittels der teils nur schematischen Figuren 1 bis 7 näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein eine Einblendvorrichtung aufweisendes CT-Gerät nach der Erfindung,

Fig. 2 eine bekannte Einblendvorrichtung,

Fig. 3 die Einblendvorrichtung des CT-Geräts der Figur 1 in einer schematischen Darstellung, wobei perspektivisch

die Funktion der Einblendvorrichtung veranschaulicht ist,

Fig. 4 die Einblendvorrichtung der Figur 3 gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel im Detail,

Fig. 5 die Einblendvorrichtung der Figur 3 gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel in perspektivischer Darstellung,

Fig. 6 die Einblendvorrichtung der Figur 5 in einer Querschnittsdarstellung, und

Fig. 7 die Einblendvorrichtung der Figur 3 gemäß einem dritten Ausführungsbeispiel im Detail.

In **Figur 1** ist ein CT-Gerät 1 der 3. Generation im relevanten Ausschnitt dargestellt. Dessen Messanordnung weist einen Röntgenstrahler 2 mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Einblendvorrichtung 3 und einen als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen - eines von diesen ist in Fig. 1 mit 4 bezeichnet - ausgebildeten Röntgendetektor 5 mit einer diesem vorgelagerten optionalen detektornahen Strahlenblende (nicht explizit dargestellt) auf. In **Figur 1** sind der Übersichtlichkeit halber nur 4 Zeilen von Detektorelementen 4 dargestellt, der Röntgendetektor 5 kann jedoch weitere Zeilen von Detektorelementen 4 aufweisen, optional auch mit unterschiedlicher Breite b.

Der Röntgenstrahler 2 mit der Einblendvorrichtung 3 einerseits und der Röntgendetektor 5 mit seiner Strahlenblende andererseits sind an einem (nicht explizit gezeichneten) Drehrahmen (Gantry) einander derart gegen-überliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts 1 von dem Röntgenstrahler 2 ausgehendes, durch die einstellbare Einblendvorrichtung 3 eingeblendetes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf den Röntgendetek-

tor 5 auftrifft. Dabei ist mittels der Einblendvorrichtung 3 und gegebenenfalls mittels der detektornahen Strahlenblende ein Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des Röntgendetektors 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann. Dies sind in dem in der Figur 1 veranschaulichten Betriebsmodus vier Zeilen von Detektorelementen 4, die als aktive Zeilen bezeichnet werden. Gegebenenfalls vorhandene weitere Zeilen sind von der detektornahen Strahlenblende abgedeckt und daher nicht aktiv. Der Einblendvorrichtung 3 kommt dabei vor allem auch die Bedeutung zu, eine unnötige Strahlenbelastung des Untersuchungsobjektes, insbesondere eines Patienten, zu vermeiden, indem Strahlen, die ohnehin nicht zu den aktiven Zeilen gelangen, auch vom Untersuchungsobjekt oder Patienten ferngehalten werden.

Der Drehrahmen kann mittels einer nicht dargestellten Antriebseinrichtung um eine Systemachse Z in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z-Achse eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems.

Die Spalten des Röntgendetektors 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z-Achse, während die Zeilen, deren Breite b in Richtung der z-Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z-Achse verlaufen.

Um das Untersuchungsobjekt, z.B. den Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündels bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z, also in Richtung der z-Achse verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung 9 in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, wobei dieses Verhältnis einstellbar ist, indem ein

gewünschter Wert für den Vorschub h der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umdrehung des Drehrahmens gewählt wird.

5 Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9
befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen wird, dass unter Rotation des Drehrahmens und gleichzeitiger Translation der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umlauf des Drehrahmens eine
10 Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F des Röntgenstrahlers 2 relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer Spiralbahn S. Alternativ zu diesem Spiral-Scan ist auch ein Sequenz-Scan möglich.

15 Die während der Spiralabtastung aus den Detektorelementen 4 jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 parallel ausgelesen, den einzelnen Projektionen entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/ Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen, der das Ergebnis einer Bildrekonstruktion auf einer Anzeigeeinheit 16, z. B. einem Videomonitor, darstellt.

5 Der Röntgenstrahler 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer (optional ebenfalls mitrotierenden) Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit
30 Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes 1 erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was
35 dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

Unter anderem kann die Anzahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Einblendvorrichtung 3 und der optionalen detektornahen Strahlenblende eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit der Einblendvorrichtung 3 und der optionalen detektornahen Strahlenblende zugeordneten Verstelleinheiten 20 bzw. 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit eingestellt werden, die der Drehrahmen für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass eine dem Drehrahmen zugeordnete Antriebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

In Figur 2 ist dargestellt, welche Einblendung sich bei einer bekannten Einblendvorrichtung 3A mit zwei getrennten Absorberelementen 30A, 31A ergibt. Dargestellt ist ein Röntgenstrahlenbündel mit Randstrahlen 8A, welches von einem Fokus F eines Röntgenstrahlers 2A ausgeht.

Die beiden das in dieser Figur rückseitige Absorberelement 30A passierenden Randstrahlen 8A legen ausgehend vom Fokus F jeweils einen Abstand d_2 vom Absorberelement 30A zurück. Demgegenüber beträgt der vergleichbare Abstand d_1 bei dem eingezeichneten Zentralstrahl 36A weniger als bei den Randstrahlen 8A. Entsprechendes gilt für die Randstrahlen auf der gegenüberliegenden Seite des Schlitzes 32A. Die Folge ist, dass auf dem Röntgendetektor 5A mit seinen einzelnen Detektorelementen 4A im Querschnitt ein Röntgenstrahlenbündel eingeblendet wird, dessen Außenkontur 34A nicht rechteckförmig ist. Um alle Detektorelemente 4A der hier ausgeleuchteten Detektorzeile mit ihrer Breite b voll auszuleuchten, muss die Außenkontur 34A so eingestellt werden, dass ihre Breite B_2 am Rand in etwa der Breite b der Detektorzeile entspricht. In Folge der unterschiedlichen Abstände $d_1 \neq d_2$ ergibt sich dann in der Mitte der Detektorzeile eine größere Breite B_1 der Außenkontur 34A des Röntgenstrahlenbündels. Der in diesen bauchförmigen Bereich hineinfallende hier übertrieben dargestellte, aber dennoch hinsichtlich der Strahlendosis störende Anteil des Röntgenstrahlenbündels wird letztlich nicht genutzt.

In Figur 3 ist die Einblendvorrichtung 3 des CT-Geräts 1 nach der Erfindung gemäß Figur 1 in schematischer Darstellung und perspektivischer Ansicht veranschaulicht. Die Einblendvorrichtung 3 weist zwei gekrümmte Absorbererelemente 30, 31 auf, zwischen denen ein Schlitz 32 gebildet ist, den die Röntgenstrahlen ausgehend vom Fokus F des Röntgenstrahlers 2 passieren können. Die aus Schwermetall, beispielsweise aus Wolfram oder/und aus Tantal, gefertigten Absorbererelemente 30, 31 sind kreisbogenförmig gekrümmt, wobei der Mittelpunkt des Kreisbogens im Fokus F des Röntgenstrahlers 2 liegt. Dadurch ist gewährleistet, dass der Abstand sowohl der Randstrahlen 8 als auch eines Zentralstrahls 36 jeweils gemessen vom Fokus F zu den Absorbererelementen 30 (oder 31) jeweils den gleichen Wert d aufweist. Dadurch wird in vorteilhafter Weise erreicht, dass das auf den Röntgendetektor 5 eingeblendete Röntgenstrahlenbündel im Querschnitt eine rechteckförmige Außenkontur 34 aufweist, deren konstante Breite B perfekt an die Breite b einer oder mehrerer Detektorzeilen anpassbar ist.

Die beiden Absorbererelemente 30, 31 sind unabhängig voneinander, insbesondere auch gleichläufig oder gegenläufig, bewegbar oder verfahrbar, was durch entsprechende Doppelpfeile 40, 41 in Figur 3 angedeutet ist.

In Figur 4 ist dargestellt, wie die in Figur nur schematisch dargestellte Einblendvorrichtung 3 zusammen mit einer Filtereinrichtung 45 mit einem oder mehreren (Kupfer-) Spektralfiltern 46 (mit zum Filterwechsler gehörigem Antriebselement 47) und mit einem der variablen Abschwächung des Röntgenstrahlenbündels dienenden Keilfilter 48 zusammen in einem gemeinsamen Gehäuse 50 untergebracht sein kann. Das Gehäuse 50 weist auf der Seite des Fokus F eine Eintrittsöffnung 51 und auf der gegenüberliegenden Seite eine Austrittsöffnung 52 auf.

In Figur 4 ist außerdem dargestellt, dass für jedes der Absorbererelemente 30, 31 ein gesondertes Stellmittel 60 bzw. 61

vorhanden ist, damit die Absorbererelemente 30, 31 unabhängig voneinander linear bewegbar sind. Im Ausführungsbeispiel der Figur 4 umfasst das erste Stellmittel 60 für eines der Absorbererelemente 30 ein als Schrittmotor ausgebildetes erstes Antriebsmittel 62, welches über ein erstes Getriebe 63 und über einen ersten Zahnriemen 64 auf eines der Absorbererelemente 30 wirkt. Für das andere Absorbererelement (31, in Figur 4 nicht sichtbar) ist entsprechend bei dem zweiten Stellmittel 61 ein zweites, ebenfalls als Schrittmotor ausgebildetes Antriebsmittel 67 und ein zweites Getriebe 68 vorhanden. Die beiden Antriebsmittel 62, 67 wirken beispielsweise über unterschiedliche Spindelführungen auf die beiden, auf ein und derselben Linearführung 65 in z-Richtung linear beweglichen Absorbererelemente 30, 31.

In Figur 5 ist die Einblendvorrichtung 3 gemäß Figur 3 nach einem zweiten Ausführungsbeispiel in perspektivischer Darstellung wiedergegeben. In Figur 5 ist die spezielle bananenartige Form der Blendenbacken 30, 31 besser ersichtlich. Außerdem ergibt sich aus Figur 5, dass die gemeinsame Linearführung 65 eine linksseitige erste Schiene 65A sowie eine rechtsseitige zweite Schiene 65B umfassen kann.

In Figur 6 ist die Einblendvorrichtung 3 der Figur 5 in einer Querschnittsdarstellung in z-Richtung nochmals erläutert. Darin ist insbesondere ersichtlich, dass die Absorbererelemente 30, 31 in der Höhenrichtung y, im Wesentlichen entsprechend der Richtung des ausgestrahlten Röntgenstrahlenbündels, geringfügig zueinander versetzt sind, um bei einem vollständigen Schließen der Einblendvorrichtung 3 ein durch Fertigungstoleranzen bedingtes Hindurchtreten von Röntgenstrahlung zu vermeiden.

Um den Überlapp der Absorbererelemente 30, 31 reibungsfrei ausführen zu können, ist es vorteilhaft, dass die Krümmungsradien der Absorbererelemente geringfügig unterschiedlich sind. Zum Beispiel betragen diese 197 mm bzw. 200 mm.

In **Figur 7** ist ein drittes Ausführungsbeispiel der Einblend-
vorrichtung gemäß **Figur 3** im Detail dargestellt. Dieses Aus-
führungsbeispiel ist im Wesentlichen mit dem Ausführungsbei-
spiel gemäß **Figur 5** identisch, unterscheidet sich jedoch von
diesem dadurch, dass die beiden Stellmittel 60, 61 für die
Absorbererelemente 30 bzw. 31 einen ersten Linearmotor 71 mit
Führung und einen zweiten Linearmotor 72, ebenfalls mit ent-
sprechender Führung, aufweisen.

Anstelle einer Linearführung sind auch andere lineare Ver-
stellmöglichkeiten einsetzbar.

Mit der Einblendvorrichtung 3 ist es möglich, in Verbindung
mit einer Fokus-Phi-z-Regelung eine Veränderung der Fokuspo-
sition oder Fokusgröße in dem Röntgenstrahler 2 hinsichtlich
der Blendeneinstellung entsprechend nachzuregeln.

Patentansprüche

1. Computertomographiegerät (1) mit einem um eine Systemachse (Z) rotierbaren Röntgenstrahler (2), mit einem Röntgendetektor (5) und mit einer strahlerseitigen Einblendvorrichtung (3), die zur variablen Begrenzung des Strahlenbündels zwei einander gegenüberliegende und geradlinig verstellbare, insbesondere bezüglich ihres Abstandes zueinander verstellbare, Absorbererelemente (30, 31) aufweist,
10 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s die Absorbererelemente (30, 31) eine gekrümmte Form aufweisen, und dass die Einblendvorrichtung (3) eine Stelleinrichtung aufweist, die derart auf die Absorbererelemente (30, 31) ein-
15 wirkt, dass die Absorbererelemente (30, 31) senkrecht zu ihrer Längsrichtung, insbesondere in einer Richtung parallel zur Systemachse (Z), bewegbar sind.
2. Computertomographiegerät (1) nach Anspruch 1,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s
20 die Absorbererelemente (30, 31) unabhängig voneinander bewegbar sind.
3. Computertomographiegerät (1) nach Anspruch 1 oder 2,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s
5 die Stelleinrichtung für jedes der Absorbererelemente (30, 31) ein gesondertes Stellmittel (60, 61) aufweist.
4. Computertomographiegerät (1) nach Anspruch 3,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s
30 die Stellmittel (60, 61) für eine Linearbewegung des betreffenden Absorbererelements (30, 31) ausgebildet sind.
5. Computertomographiegerät (1) nach Anspruch 3 oder 4,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s
35 die Stellmittel (60, 61) eine, vorzugsweise gemeinsame, Linearführung (65) und jeweils ein auf die Absorbererelemente (30, 31) wirkendes Antriebsmittel (62, 67) aufweisen.

6. Computertomographiegerät (1) nach Anspruch 3 oder 4,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Stellmittel (60, 61) jeweils einen Linearmotor (71, 72)
5 aufweisen.

7. Computertomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1
bis 6,
dadurch gekennzeichnet, dass
10 die Krümmung der Absorberelemente (30, 31) in einer Ebene
senkrecht zur Systemachse (Z) verläuft.

8. Computertomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1
bis 7,
15 dadurch gekennzeichnet, dass
die Krümmung die Form eines Kreisbogens aufweist, dessen Mit-
telpunkt im Fokus (F) des Röntgenstrahlers (2) liegt.

9. Computertomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1
20 bis 8,
dadurch gekennzeichnet, dass
sich die Krümmungsradien der Absorberelemente (30, 31) um ei-
nen Wert aus dem Intervall von 0,5 % bis 10 % voneinander un-
terscheiden.

10. Verfahren zum Betrieb eines Computertomographiegeräts (1)
nach einem der Ansprüche 1 bis 9, bei dem ein Untersuchungs-
objekt unter Rotation des Röntgenstrahlers (2) und mittels
einer translatorischen Relativbewegung zwischen dem Röntgen-
30 strahler (2) und dem Untersuchungsobjekt in Richtung der Sys-
temachse (Z) abgetastet wird, wobei zur Vermeidung einer un-
nötigen Strahlenbelastung für das Untersuchungsobjekt die
Einblendvorrichtung (3) mit unterschiedlich weit bezüglich
einem Mittenstrahl des Gesichtsfelds des Röntgendetektors (5)
35 geöffneten Absorberelementen (30, 31) betrieben wird.

11. Verfahren nach Anspruch 10, bei dem vor Beginn und/oder nach Ende der Abtastbewegung, insbesondere der Relativbewegung, eines der Absorberelemente (30, 31) in einer Schließstellung und das andere Absorberelement (30, 31) in einer Offen-Stellung positioniert wird.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei nach Beginn der Abtastbewegung, insbesondere der Relativbewegung, das in der Schließstellung befindliche Absorberelement (30, 31) synchronisiert mit der Abtastbewegung, insbesondere mit der Relativbewegung, geöffnet wird.

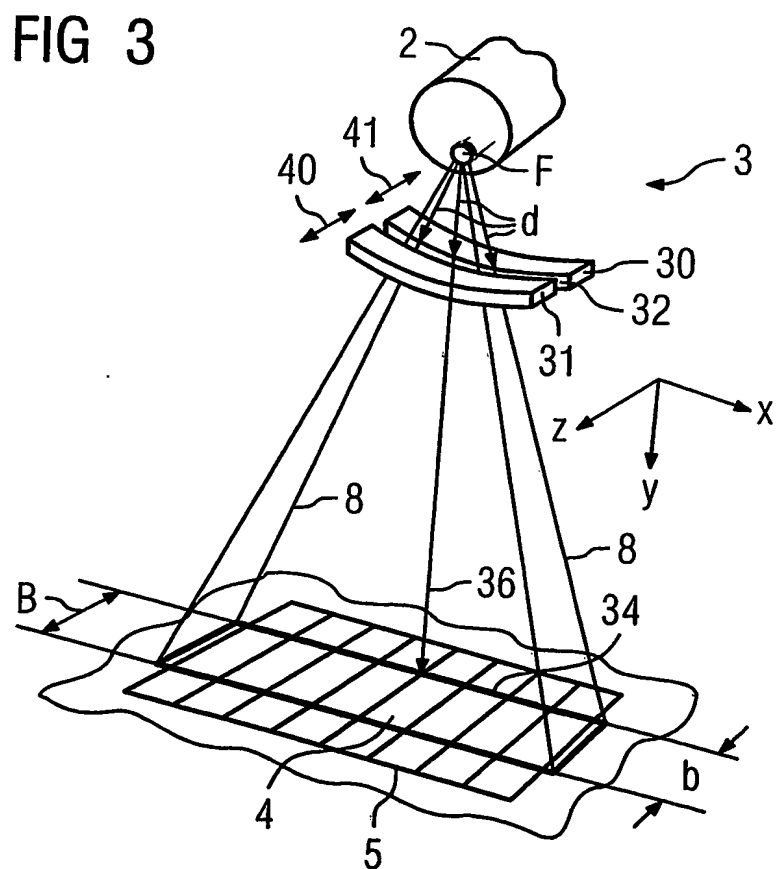
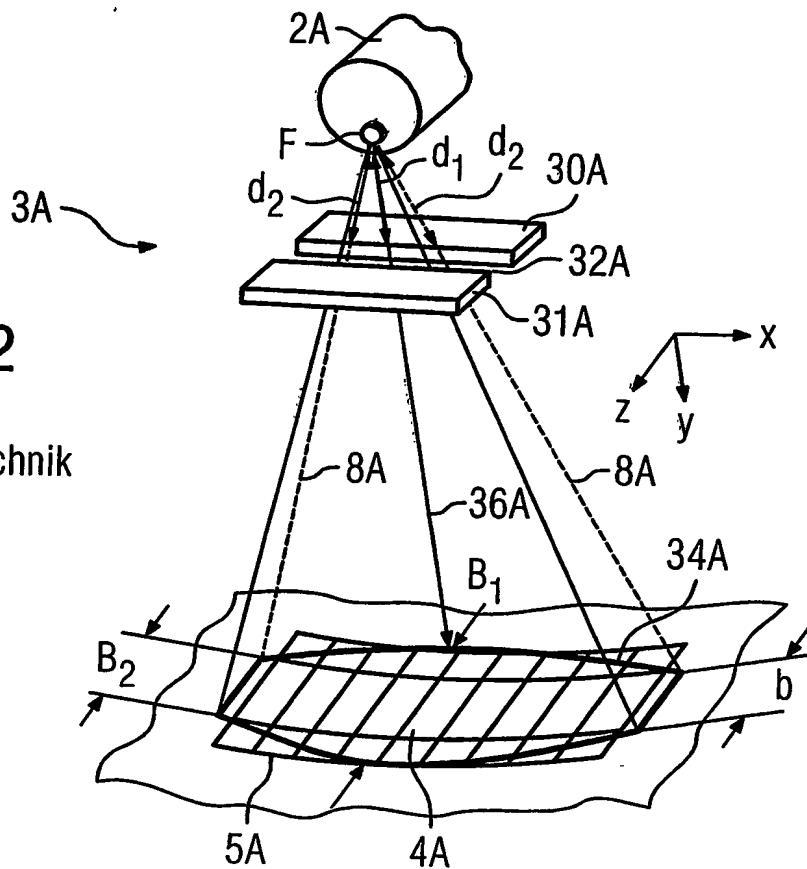
13. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, wobei vor Ende der Abtastbewegung, insbesondere der Relativbewegung, eines der in der Offen-Stellung befindlichen Absorberelemente (30, 31) synchronisiert mit der Abtastbewegung, insbesondere mit der Relativbewegung, geschlossen wird.

Zusammenfassung

Computertomographiegerät mit einer strahlerseitigen Einblend-
vorrichtung und Verfahren zum Betrieb eines solchen Computer-
5 tomographiegeräts

Die Erfindung betrifft ein Computertomographiegerät (1) mit
einem um eine Systemachse (Z) rotierbaren Röntgenstrahler
(2), mit einem Röntgendetektor (5) und mit einer strahlersei-
10 tigen Einblendvorrichtung (3), die zur variablen Begrenzung
des Strahlenbündels zwei einander gegenüberliegende und ge-
radlinig verstellbare, insbesondere bezüglich ihres Abstandes
zueinander verstellbare, Absorbererelemente (30, 31) aufweist.
Die Absorbererelemente (30, 31) weisen eine gekrümmte Form auf.
15 Die Einblendvorrichtung (3) umfasst eine Stelleinrichtung,
die derart auf die Absorbererelemente (30, 31) einwirkt, dass
die Absorbererelemente (30, 31) senkrecht zu ihrer Längsrich-
tung, insbesondere in einer Richtung parallel zur Systemachse
(Z) bewegbar sind. Die Absorbererelemente (30, 31) sind insbe-
20 sondere lineargeführt und vorzugsweise unabhängig voneinander
bewegbar.

FIG 5



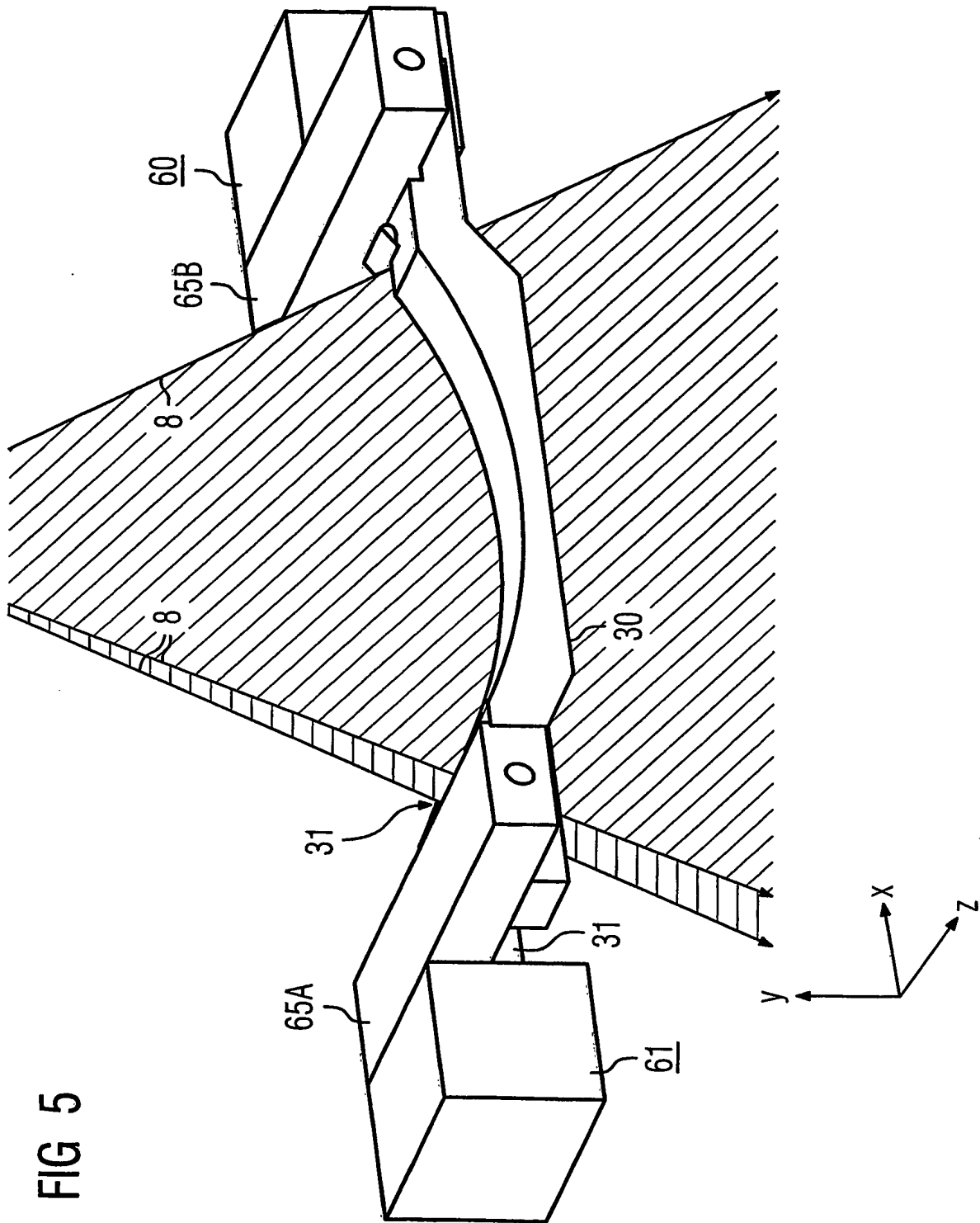
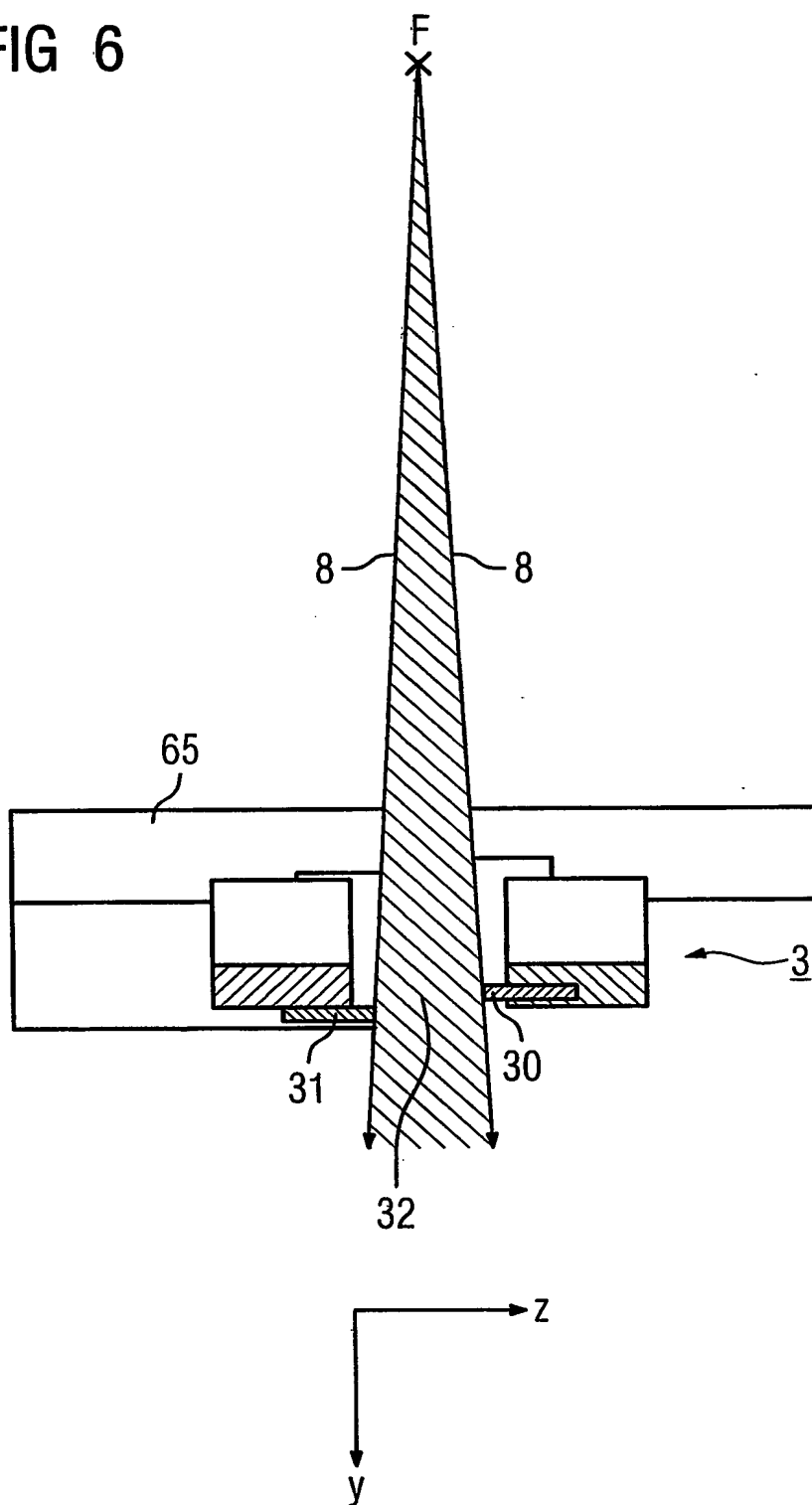
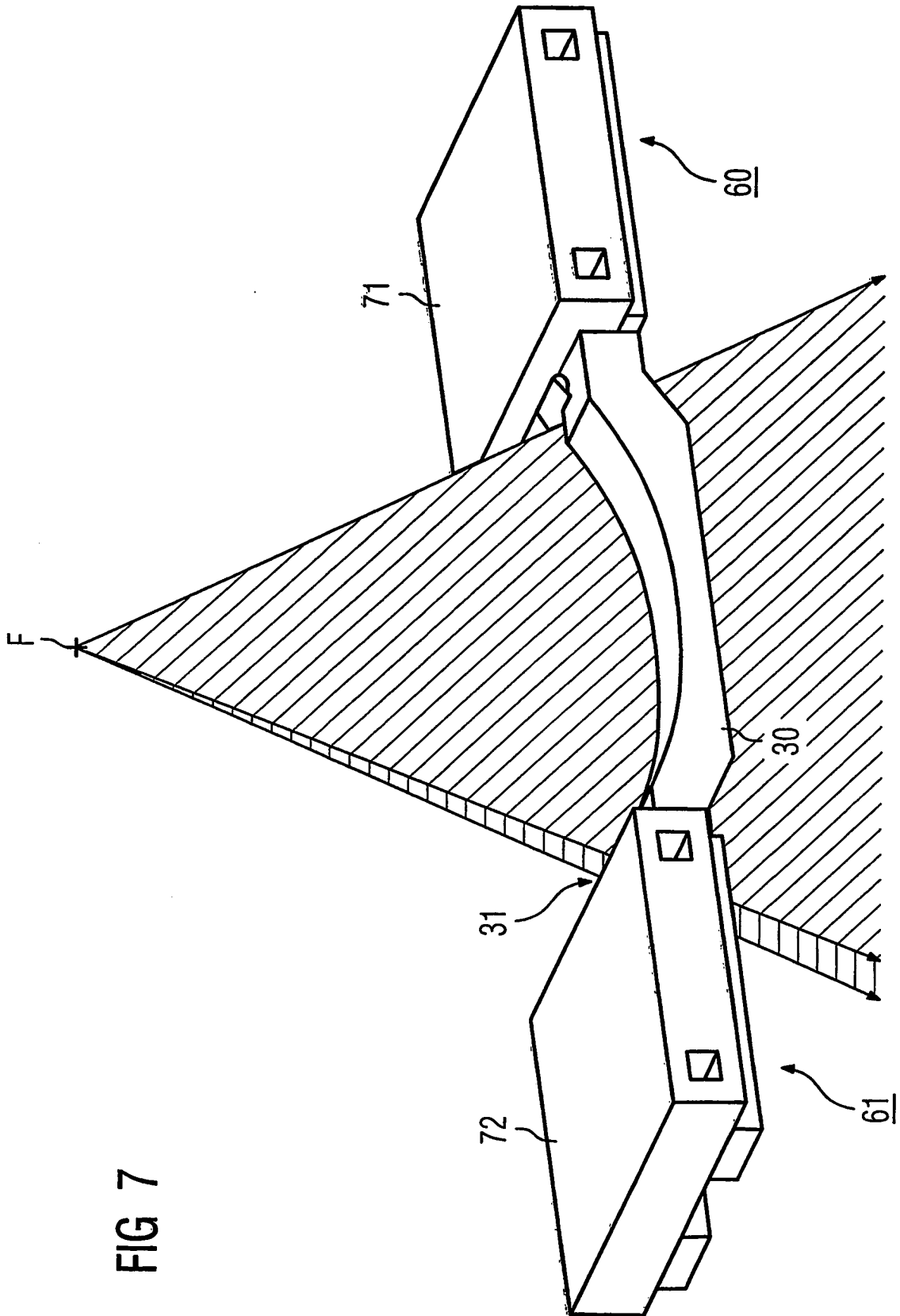


FIG 6





**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ **BLACK BORDERS**

☒ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☒ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.